

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2004 年 4 月 22 日 (22.04.2004)

PCT

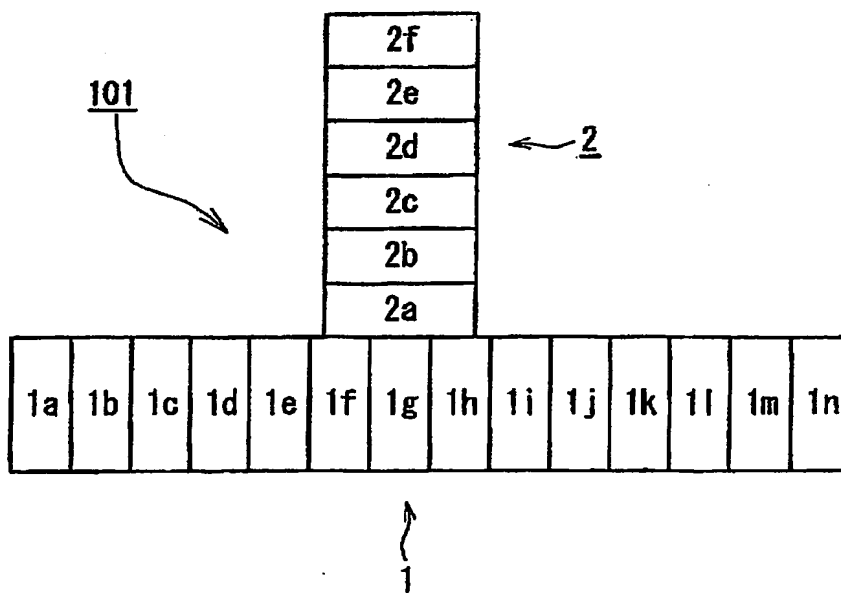
(10) 国際公開番号  
WO 2004/032747 A1

- (51) 国際特許分類<sup>7</sup>: A61B 8/14 (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 松下電器産業株式会社 (MATSUSHITA ELECTRIC INDUSTRIAL CO., LTD.) [JP/JP]; 〒571-8501 大阪府 門真市 大字門真 1 0 0 6 番地 Osaka (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2003/012896
- (22) 国際出願日: 2003 年 10 月 8 日 (08.10.2003) (72) 発明者; および
- (25) 国際出願の言語: 日本語 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 西垣 森緒 (NISHIGAKI, Morio) [JP/JP]; 〒251-0028 神奈川県 藤沢市 本鶴沼 1-5-4 7-1 0 9 Kanagawa (JP). 佐藤 利春 (SATO, Toshiharu) [JP/JP]; 〒214-0036 神奈川県 川崎市 多摩区南生田 4-8-7-2 0 3 Kanagawa (JP). 萩原 尚 (HAGIWARA, Hisashi) [JP/JP]; 〒227-0066 神奈川県 横浜市 青葉区あかね台 2-2 9-1 0 Kanagawa (JP). 反中 由直 (TANNAKA, Yoshinao) [JP/JP]; 〒243-0301 神奈川県 愛甲郡 愛川町角田 3 9 5-1 5 Kanagawa (JP).
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2002-296634 2002 年 10 月 9 日 (09.10.2002) JP  
特願 2002-313121 2002 年 10 月 28 日 (28.10.2002) JP

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSING DEVICE

(54) 発明の名称: 超音波診断装置



(57) Abstract: A ultrasonic diagnosing device capable of aligning a probe with a subject easily, accurately and with a good repeatability, comprising a probe for transmitting a ultrasonic wave into a living body and receiving a reflection wave from the subject in the living body, an image producing unit for producing the tomogram of the subject based on a signal received by the probe, and an image display unit for displaying the above tomogram. The probe has a first array vibrator (1) and a second array vibrator (2) that are disposed with their array directions crossing each other. The image producing unit and the image display unit produce and display a first tomogram corresponding to a signal received by the first array vibrator and a second tomogram corresponding to a signal received by the second array vibrator.

(57) 要約: 探触子と被検物との位置合わせを、容易かつ正確に、再現性よく実施できる超音波診断装置が開示される。生体内に超音波を送信し、前記生体内の被検物からの反射波を受信す

[続葉有]



(74) 代理人: 二瓶 正敬 (NIHEI, Masayuki); 〒160-0022 東京都新宿区新宿2-8-8 とみん新宿ビル2F Tokyo (JP).

添付公開書類:  
— 国際調査報告書

(81) 指定国 (国内): CN, KR, US.

(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

る探触子と、前記探触子が受信した信号に基づいて前記被検物の断層像を作成する画像作成部と、前記断層像を表示する画像表示部とを備えた超音波診断装置である。前記探触子は、第1の配列振動子1及び第2の配列振動子2を有し、これらの配列振動子が、配列方向が互いに交差するように配置されている。さらに、前記画像作成部及び前記画像表示部は、前記第1の配列振動子が受信した信号に対応する第1の断層像と、前記第2の配列振動子が受信した信号に対応する第2の断層像とを作成し表示する。

## 明 細 書

## 超音波診断装置

## 5 技術分野

本発明は、配列振動子により超音波の送受信を行ない、体内の情報を得る超音波診断装置に関する。

本発明は、例えば血管のように直線状の臓器の情報を得るための超音波診断装置に関する。

10

## 背景技術

超音波診断装置は、生体に対して超音波の送受信を行なうことにより、生体内の2次元情報を得るものであり、各種医療分野で活用されている。このような超音波診断装置としては、振幅情報を用いて被検物の断層像を得るBモード表示装置、移動する血液の反射波の位相が経時的に変化していくことを利用したドプラ血流計及びカラーフロー血流映像装置などが知られている。また、近年では、血液の流れなどのような比較的速い動きだけでなく、臓器の動きなどの比較的緩やかな動きの情報を得るための超音波診断装置も提案されている（例えば、特公平7-67451号公報）。このような超音波診断装置は、超音波を生体内の被検物に送波し、また被検物からの反射波を受波するための探触子を備えている。この探触子は、配列振動子を有していて、これにより体内に超音波の送受信を繰り返し行うことで、体内の2次元情報を得るものである。

図15は上記公報に記載されている装置のブロック図である。図15において、送受信器111から出力された高圧の電気パルスは超音波探触子112において超音波信号に変換され、生体113の情報を得たい

方向に伝えられる。超音波パルスは生体 1 1 3 内の情報を得たい臓器（あるいは血管など）で反射して超音波探触子 1 1 2 で受信され、送受信器 1 1 1 を経由して直交検波器 1 1 4 で送信周波数とほぼ等しい周波数の参照信号を用いて検波され、I、Q の 2 つの信号が出力される。

- 5        I、Q の 2 信号は振幅演算器 1 1 6 に入力して振幅情報に変換され、この信号は B モード表示に用いられる。I、Q の信号はまた、自己相関器 1 2 4 に入力し、自己相関器 1 2 4 では 2 回同じ方向に送受信した信号の同一の深さに対し、相関を取ることで、位相の回転量を求める。位相の回転量は臓器の移動量に比例する。この計算を行うのが変位量演算器 1 2 5 である。変位量演算器 1 2 5 で演算された変位量は変位量積分器 1 2 6 により積分することにより、ある時点からの微小な動きのトータルにより、臓器がどこまで動いたのかを求めることができる。

- 振幅演算器 1 1 6 で求めた B モード画像と、変位量積分器 1 2 6 で求めた変位量は、スキャンコンバータ 1 2 1 を経て、表示器 1 2 2 に表示  
15        される。また、生体信号センサ 1 2 9 及び生体信号検出器 1 2 7 は、生体 1 1 3 の情報、例えば心拍などを検知し、変位量積分器 1 2 6 における基準位置を決める。生体 1 1 3 に超音波パルスを放射する方向を順次変えながら上記の動作を行うことで、2 次元画像として動きを表示することも可能となる。

- 20        図 1 6 は、従来の超音波診断装置を構成する探触子の一例を示す模式図である。この探触子は、複数の振動子 1 0 a ~ 1 0 n が一方向に配列されてなる配列振動子 1 0 を備えている。

- しかしながら、上記のような超音波診断装置では、測定時における探触子の位置合わせが困難であるという問題があった。この問題について、  
25        被検物が血管内の粥腫である場合を例に挙げて、図 1 7 A、図 1 7 B 及び図 1 8 を用いて説明する。

図 1 7 A は、従来の超音波診断装置の使用時における探触子と被検物との位置関係を示す模式図であり、上面図に相当し、図 1 7 B は、その X-X' 断面図に相当する。図 1 8 は、このときの画面表示の一例を示す模式図である。

- 5 測定時、探触子は、図 1 7 A に示すように、配列振動子 1 0 の配列方向と血管 4 の血流方向とが一致し、粥腫 5 が配列振動子 1 0 の下に位置するように配置される。このとき、図 1 8 に示すように、表示画面には、血管 4 の断層像 7 と共に、配列振動子 1 0 の中心位置、つまり超音波ビーム 6 の送信方向を示すガイドライン 8 が表示されている。探触子の位置  
10 合わせは、ガイドライン 8 が断層像 7 の粥腫 5 の位置に合うように、探触子を移動させることにより実施される。しかし、表示画面上においてはガイドライン 8 と粥腫 5 の位置とが合致していたとしても、実際には、図 1 7 B に示すように、血管 4 の横断面方向（血管 4 の軸中心方向に対して垂直方向）について配列振動子 1 0 の中心位置と粥腫 5 の位置  
15 とがずれている可能性があった。このような位置ずれが生じると、粥腫 5 の内部状態を正確かつ再現性よく測定することは困難となる。これは、粥腫以外の被検物（例えば、肝臓内の腫瘍、胆嚢内のポリープなど）についても同様に生じる問題である。

- 従来例において、直線状の臓器として、例えば血管を観察した場合に、  
20 超音波探触子 1 1 2 の配列方向を血管の方向に合わせるのが難しいという問題が発生する。ここで、超音波探触子 1 1 2 に近い血管壁、血液部分、超音波探触子 1 1 2 から遠い血管壁というように画像が出るよう、超音波探触子 1 1 2 を位置合わせすることが望ましいが、これには熟練を要する。

本発明はこれらの問題を解決し、熟練を要せず血管のように直線状の臓器に位置合わせして観察することができ、高い精度の動き情報を得ることができる超音波診断装置を提供することを第1の目的とする。

また、本発明は、探触子を被検物の位置に正確に、再現性よく位置合  
5 わせすることができる超音波診断装置を提供することを第2の目的とする。

本発明は上記第1の目的を達成するために、

任意の角度で接合された複数の配列振動子と、前記複数の配列振動子の各々からそれぞれ得られる映像を表示する手段とを備え、前記配列振  
10 動子は複数の振動子を並列状態に並べる構成とした。

すなわち、一例として、複数の配列振動子の配列方向が直交するよう配置する。具体的には、例えば、2つの配列振動子をT字型に配置し、また、2つの配列振動子を十字型に配置し、また、3つの配列振動子をH字型に配置する。

15 上記構成により、複数の配列振動子の一方の中心を直線状の臓器に位置合わせした後、他方の配列方向を直線状の臓器の方向に位置合わせすることができるので、熟練を要せず血管のように直線状の臓器に位置合わせして観察することができ、高い精度の動き情報を得ることができる。

上記第2の目的を達成するため、本発明の超音波診断装置は、生体内  
20 に超音波を送信し、前記生体内の被検物からの反射波を受信する探触子と、前記探触子を受信した信号に基づいて前記被検物の断層像を作成する画像作成部と、前記断層像を表示する画像表示部とを備え、

前記探触子が、振動子の配列方向が互いに交差するように配置された第1の配列振動子及び第2の配列振動子を有し、

25 前記画像作成部及び前記画像表示部が、前記第1の配列振動子を受信した信号に対応する第1の断層像と、前記第2の配列振動子を受信した

信号に対応する第2の断層像とを作成し、表示することを特徴とする。

上記超音波診断装置においては、探触子が複数の配列振動子を備え、各配列振動子に対応する複数の断層像が表示される。そのため、探触子と被検物との位置を、異なる複数の方向から確認できるため、探触子の位置を、容易かつ確実に、再現性よく、被検物の位置に合わせることができる。その結果、被検物に対応する信号を、再現性よく得ることができる。

前記超音波診断装置においては、画像表示部が、被検物の断層像と共に、第1の配列振動子及び第2の配列振動子の位置を示すガイドラインを表示することが好ましい。この好ましい例によれば、断層像上において探触子の位置を容易に確認できるため、探触子の位置合わせを更に容易に実施することができる。

また、前記超音波診断装置においては、第1の配列振動子と第2の配列振動子とが重なり合わないよう配置されていることが好ましい。第1の配列振動子と第2の配列振動子とを交差させると、交差部分で互いの振動子の幅を狭くしたりするなど、配列振動子の形状の変更が必要となるが、このような変更は超音波の受信感度を低下させる場合がある。しかしながら、この好ましい例によればそのような問題を回避することが可能である。

この場合、第1の配列振動子については、リニア走査を行なうものとすることができる。一方、第2の配列振動子は、生体表面に対して斜めに進行する超音波を送受信するものとすることができる。また、第2の配列振動子が、セクタ走査を行なうものであってもよい。

また、前記超音波診断装置においては、第1の配列振動子の幅が、第2の配列振動子に近接する部分において小さくなるよう調整されていることが好ましい。

前記超音波診断装置が対象とする被検物としては、例えば、生体内の臓器、血管、血管内に存在する粥腫などが挙げられる。なかでも、粥腫の状態を知ることは、心筋梗塞、狭心症などの動脈硬化症診断にとって重要であるが、前記超音波診断装置はこの粥腫の状態に関する情報を得るのに適している。

#### 図面の簡単な説明

図 1 A は、本発明の第 1 の実施の形態における 2 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、2 つの配列振動子 A、B の配置方向を示す上面図、

図 1 B は、本発明の第 1 の実施の形態における 2 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、配列振動子 B による位置合わせ中の状態を示す上面図、

図 1 C は、本発明の第 1 の実施の形態における 2 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、配列振動子 B により位置合わせ完了した状態を示す右側面図、

図 1 D は、本発明の第 1 の実施の形態における 2 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、配列振動子 A による位置合わせ中の状態を示す上面図、

図 1 E は、本発明の第 1 の実施の形態における 2 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、配列振動子 A により位置合わせ完了した状態を示す前面図、

図 2 は、本発明の第 1 の実施の形態における超音波診断装置の一例を示すブロック図、

図 3 は、本発明の第 1 の実施の形態における超音波診断装置の他の例を示すブロック図、



図 4 A は、本発明の第 2 の実施の形態における 2 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、2 つの配列振動子 A、B の配置方向を示す上面図、

図 4 B は、本発明の第 2 の実施の形態における 2 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、配列振動子 B による位置合わせ中の状態を示す上面図、

図 4 C は、本発明の第 2 の実施の形態における 2 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、配列振動子 B により位置合わせ完了した状態を示す右側面図、

図 4 D は、本発明の第 2 の実施の形態における 2 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、配列振動子 A による位置合わせ中の状態を示す上面図、

図 4 E は、本発明の第 2 の実施の形態における 2 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、配列振動子 A により位置合わせ完了した状態を示す前面図、

図 5 A は、本発明の第 3 の実施の形態における 3 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、3 つの配列振動子 A、B、C の配置方向を示す上面図、

図 5 B は、本発明の第 3 の実施の形態における 3 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、配列振動子 B による位置合わせ中の状態を示す上面図、

図 5 C は、本発明の第 3 の実施の形態における 3 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、配列振動子 B により位置合わせ完了した状態を示す右側面図、

図 5 D は、本発明の第 3 の実施の形態における 3 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、配列振動子 C に

よる位置合わせ中の状態を示す上面図、

図 5 E は、本発明の第 3 の実施の形態における 3 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、配列振動子 C により位置合わせ完了した状態を示す左側面図、

- 5 図 5 F は、本発明の第 3 の実施の形態における 3 つの配列振動子を用いた探触子と、その位置合わせを示す説明図であって、配列振動子 C により位置合わせ完了した状態を示す前面図、

図 6 は、本発明に係る超音波診断装置の構成の一例を説明するための構成図、

- 10 図 7 は、本発明の第 4 の実施の形態に係る超音波診断装置を構成する探触子の一例を示す模式図、

図 8 A は、上記超音波診断装置の使用時における探触子と被検物との位置関係を示す模式図であり、上面方向の模式図、

- 15 図 8 B は、上記超音波診断装置の使用時における探触子と被検物との位置関係を示す模式図であり、その II - II' 断面方向の模式図、

図 8 C は、上記超音波診断装置の使用時における探触子と被検物との位置関係を示す模式図であり、I - I' 断面方向の模式図、

図 9 は、上記超音波診断装置における画面表示の一例を示す図、

- 20 図 10 は、上記超音波診断装置の使用時における探触子の別の一例を示す模式図であり、図 8 A の I - I' 断面方向の模式図、

図 11 は、本発明の第 5 の実施の形態に係る超音波診断装置を構成する探触子の一例を示す模式図、

図 12 は、上記超音波診断装置の使用時における探触子と被検物との位置関係を示す模式図であり、図 11 の IV - IV' 断面方向の模式図、

- 25 図 13 は、本発明の第 6 の実施の形態に係る超音波診断装置を構成する探触子の一例を示す模式図、

図 1 4 は、上記超音波診断装置の使用時における探触子と被検物との位置関係を示す模式図であり、図 1 3 の V-V' 断面方向の模式図、

図 1 5 は、従来例における超音波診断装置のブロック図、

図 1 6 は、従来の超音波診断装置を構成する探触子の一例を説明する  
5 ための模式図、

図 1 7 A は、従来の超音波診断装置の使用時における探触子と被検物との位置関係を示す模式図であり、上面方向の模式図、

図 1 7 B は、従来の超音波診断装置の使用時における探触子と被検物との位置関係を示す模式図であり、その X-X' 断面方向の模式図、

10 図 1 8 は、従来の超音波診断装置の画面表示の一例を示す模式図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の実施の形態について図 1 ～図 1 4 を用いて説明する。

15 <第 1 の実施の形態>

図 1 A ～図 1 E は本発明の第 1 の実施の形態における複数の配列振動子の被検領域を血管に位置合わせする説明図である。図 1 A は 2 つの配列振動子 A、B の配置方向を示す上面図である。配列振動子 A は振動子 a ～ n が直線状に配列されて構成され、配列振動子 B は振動子 a ～ j が  
20 直線状に配列されて構成されている。配列振動子 A と配列振動子 B は図 1 A のように、被検体に対して T 字型に配置されており、配列振動子 A の振動子 a ～ n の中心を貫く中心線（図示せず）の延長上に配列振動子 B の中心が位置している。

2 つの配列振動子 A、B に接続する超音波診断装置のブロック図の例  
25 を図 2 に示す。図 2 は、図 1 5 に示した従来例の装置と比較して、配列振動子 B のために送受信器 1 1、直交検波器 1 4、振幅演算器 1 6 が設

けてあり、スキャンコンバータ 1 2 1 の入力 が 3 つ になっている点 が 異  
なり、表示器 1 2 2 には配列振動子 B の振幅情報の画像をも表示できる  
ようになっている。

すなわち図 2 において、超音波探触子（以下単に探触子ともいう） 1  
5 2 は 2 つの配列振動子 A、B により構成され、送受信器 1 1 1、1 1 か  
らそれぞれ高圧の電気パルスが配列振動子 A、B に出力され、配列振動  
子 A、B において超音波信号に変換され、生体 1 3 の情報を得たい方向  
に伝えられる。配列振動子 A、B の超音波パルスはそれぞれ、生体 1 3  
内の情報を得たい臓器（あるいは血管など）で反射して配列振動子 A、  
10 B で受信され、送受信器 1 1 1、1 1 を経由して直交検波器 1 1 4、1  
4 で送信周波数とほぼ等しい周波数の参照信号を用いて検波され、I、  
Q の 2 つの信号が出力される。

直交検波器 1 1 4、1 4 からの I、Q の 2 信号は、それぞれ振幅演算  
器 1 1 6、1 6 に入力して振幅情報に変換され、この信号は B モード表  
15 示に用いられる。I、Q の信号はまた、自己相関器 1 2 4 に入力して、  
自己相関器 1 2 4 では、2 回同じ方向に送受信した信号の同一の深さに  
対し、相関を取ることで、位相の回転量を求める。位相の回転量は臓器  
の移動量に比例する。この計算を行うのが変位量演算器 1 2 5 である。  
変位量演算器 1 2 5 で演算された変位量は変位量積分器 1 2 6 により積  
20 分することにより、ある時点からの微小な動きのトータルにより、臓器  
がどこまで動いたのかを求めることができる。振幅演算器 1 1 6、1 6  
で求めた B モード画像と、変位量積分器 1 2 6 で求めた変位量は、スキ  
ャンコンバータ 1 2 1 を経て、表示器 1 2 2 に表示される。

図 3 は 2 つの配列振動子に接続する超音波診断装置の他のブロック図  
25 である。この例では、図 2 に示す配列振動子 B 側の回路 1 1、1 4、1  
6 を省略し、スイッチ 3 2 により配列振動子 A、B のどちらかに切り替

えて使用することができる。

次に本実施の形態における動作を説明する。図 1 B は血管 4 上に探触子 1 2 を載せた状態を示す上面図である。この時点では、配列振動子 B の画像が表示器 1 2 2 に表示されている。操作者は、配列振動子 B の中央部分の振動子 e と f の間に血管 4 の半径方向（輪切り方向）の中心が来るように探触子 1 2 の位置を調節する。このとき、画像上において、振動子 e と f の間に相当するラインを表示すると、調節がしやすい。調節が終わった段階で、配列振動子 B と血管 4 の関係は、図 1 C の右側面図に示すように各中心が位置合わせされる。

10 次に操作者は配列振動子 A が血管 4 の長手方向に合うように探触子 1 2 を操作する。このとき、図 1 D の上面図に示すように配列振動子 B の中心点 o を軸にして配列振動子 A（配列方向  $\beta$ ）を円弧状に動かすことで、血管 4 の方向  $\alpha$  に沿うように合わせることができる。この作業においては、配列振動子 A の画像が表示されている。このとき作業上、配列  
15 振動子 B の形状は、凸状をしていたほうが中心点 o をずらさずに円弧状操作を行うことができる。合わせ終わったときの配列振動子 A と血管 4 の位置関係は図 1 E の前面図に示すように各方向が位置合わせされる。

以上のように、配列振動子 A と直交する配列振動子 B を用いることで、配列振動子 A の一端を決めることができ、その後、円弧状操作により配  
20 列振動子 A を血管 4 の長手方向に合わせることが容易にでき、優れた血管の画像を得ることができる。

#### < 第 2 の実施の形態 >

図 4 A ～図 4 E は本発明の第 2 の実施の形態における複数の配列振動子の被検領域を血管に合わせる説明図である。図 4 A は、2 つの配列振動子 A、B の配置を示した上面図である。第 1 の実施の形態と同様に、  
25 配列振動子 A は個々の振動子 a ～ r から構成され、配列振動子 B は個々

の振動子 a ~ j で構成されている。配列振動子 A と配列振動子 B は図 4 A のように十字型に配置されており、配列振動子 A の振動子 a ~ r の中心を貫く中心線（図示せず）と配列振動子 B の振動子 a ~ j の中心を貫く中心線（図示せず）は直角に交差している。

- 5      本発明の第 2 の実施の形態でも、図 4 B、図 4 C に上面図、右側面図をそれぞれ示すように配列振動子 B の画像を表示しながら配列振動子 B の中心と血管 4 の中心を揃える。次に配列振動子 A と配列振動子 B の交点を中心として、図 4 D の上面図に示すように配列振動子 A を回転させることにより、図 4 E の前面図に示すように血管 4 の長手方向に合わせ
- 10      ることができる。

#### < 第 3 の実施の形態 >

- 図 5 A ~ 図 5 F は本発明の第 3 の実施の形態における複数の配列振動子の被検領域を血管に合わせる説明図である。この実施の形態には 3 つの配列振動子 A、B、C を用いる。図 5 A は、3 つの配列振動子 A、B、
- 15      C の配置を示した上面図である。配列振動子 A は個々の振動子 a ~ j から構成され、配列振動子 B、C はそれぞれ個々の振動子 a ~ j で構成されている。配列振動子 A、配列振動子 B と配列振動子 C は図 5 A のように H 字型に配置されており、配列振動子 A の振動子 a ~ j の中心を貫く中心線（図示せず）の延長は配列振動子 B と配列振動子 C の中心に位置
- 20      している。

本発明の第 3 の実施の形態の探触子に接続する超音波診断装置は、おおむね図 2、3 と同様のものであり、図 2 に配列振動子 C 用の回路を追加したもの、あるいは、図 3 のスイッチ 3 2 を 3 分岐にしたものである。

- 本実施の形態では、まず、平行な配列振動子 B、C の内、任意の、例
- 25      えば配列振動子 B を用いてその画像を表示し、図 5 B、図 5 C の上面図、右側面図に示すように配列振動子 B と血管 4 の各中心を合わせる。次に

配列振動子 B と平行な配列振動子 C の画像を表示し、図 5 D の上面図に示すように配列振動子 B の中心 O 1 を軸に探触子を回転させ、図 5 E の左側面図に示すように配列振動子 C と血管 4 の中心を揃える。このとき、配列振動子 A と血管 4 の長手方向は図 5 F の前面図のように揃っている。

- 5      なお、配列振動子の配置は、以上説明した実施の形態に限らず、これらの組み合わせた状態であってもよく、例えば、T 字型、H 字型を 2 つ以上組み合わせたハシゴ型でもよい。

＜第 4 の実施の形態＞

- 図 6 は、本発明の第 4 の実施の形態に係る超音波診断装置の一例を示す構成図である。この超音波診断装置は、生体 3 に対して超音波信号の送受信を行なう探触子 1 0 1 と、探触子 1 0 1 に対して電気信号の送受信を行なう送受信部 1 0 2 と、送受信部 1 0 2 で受信された電気信号に基づいて断層像を作成する画像作成部 1 0 3 と、画像作成部 1 0 3 で作成された断層像を表示する画像表示部 1 0 4 とを備えている。

- 15      探触子 1 0 1 は、生体 3 に対して超音波信号の送受信を行なうものである。図 7 は、探触子の構成の一例を示す模式図である。この探触子 1 0 1 は、第 1 の配列振動子 1 及び第 2 の配列振動子 2 を備えている。第 1 の配列振動子 1 は複数の振動子 1 a ～ 1 n を含み、第 2 の配列振動子 2 は複数の振動子 2 a ～ 2 f を含む。これらの配列振動子は、振動子の  
20      配列方向が互いに交差するように配置されている。また、好ましくは、配列振動子同士が互いに重なり合わないよう配置されている。例えば、本実施の形態においては、図示のように、第 1 の配列振動子 1 と第 2 の配列振動子 2 とが T 字型を構成するように配置されている。

次に、上記超音波診断装置の動作について説明する。

- 25      まず、探触子 1 0 1 を、検査の対象である生体 3 表面に接触させる。送受信部 1 0 2 から電気信号（送信信号）を配列振動子に送信し、この

送信信号を配列振動子で超音波信号に変換して、生体 3 に送波する。生体 3 に送波された超音波信号は、生体 3 内の被検物（例えば、血管内の粥腫など）で反射する。この反射波は配列振動子で受波され、電気信号（受信信号）に変換されて、送受信部 1 0 2 に送信される。受信信号は、  
5 送受信部 1 0 2 で適当な処理（例えば、検波、増幅など）を受け、その出力は画像作成部 1 0 3 に入力される。このような送受信動作を、配列振動子において超音波を走査しながら繰り返し実施する。

上記動作は、第 1 の配列振動子 1 及び第 2 の配列振動子 2 について、それぞれ実施される。このとき、超音波の走査方法は、第 1 の配列振動子 1 においては、リニア走査とし、第 2 の配列振動子 2 においては斜め走査とする。ここで、「斜め走査」は、配列振動子の送受信面（生体 3 表面に接する、又は対向する面）に対して斜めに進行する超音波の送受信を行なうような走査を意味する。  
10

続いて、画像作成部 1 0 3 において、第 1 の配列振動子 1 について得られた受信信号に基づいて、被検物の第 1 の断層像を作成し、第 2 の配列振動子 2 について得られた受信信号に基づいて、被検物の第 2 の断層像を作成する。画像作成方法は、特に限定するものではなく、例えば、デジタルスキャンコンバージョン法などを採用することができる。そして、画像作成部 1 0 3 で作成された第 1 の断層像及び第 2 の断層像を画像表示部 1 0 4 に表示する。このとき、画像表示部 1 0 4 においては、被検物の断層像と共に、各配列振動子の中心位置を示すガイドラインが表示されることが好ましい。  
15  
20

さらに、画像表示部 1 0 4 に表示された第 1 の断層像及び第 2 の断層像に基づいて、探触子と被検物との位置合わせを行なう。この探触子の位置合わせについて、被検物が、血管内に形成された粥腫である場合を例に挙げて説明する。図 8 A～図 8 C は、この探触子の位置合わせを行  
25



なったときの第1及び第2の配列振動子と被検物との位置関係を示す模式図であり、図8Aは上面図に相当し、図8Bは、そのII-II'断面図、図8Cは、I-I'断面図に相当する。

図8A～図8Cに示すように、探触子の位置合わせは、血管4が、第1の配列振動子1の直下に位置し、かつ、その血流方向が第1の配列振動子1の配列方向と合致するように行なう。そして、血管4内に形成された粥腫5が、第1の配列振動子1の直下であって、第2の配列振動子2の配列方向に伸びる中心線の延長線上に位置するように位置合わせする。

図9は、位置合わせ後の画面表示の一例を示す図である。このように、上記超音波診断装置によれば、第1の断層像7aとして血管4の縦断面（血管4の中心軸を含む断面）が、第2の断層像7bとして血管4の横断面（血管4の中心軸に直交する断面）が表示され、双方の断層像上においてガイドライン8が粥腫5の位置に合わされている。このように、上記位置合わせは、画像表示部104に表示されたガイドライン8を、断層像中の粥腫5の位置に合わせることによって実施できる。

このように、上記超音波診断装置によれば、探触子が、配列方向が互いに交差するように配置された複数の配列振動子を備えており、各配列振動子に対応する複数の断層像を表示することができる。そのため、探触子と被検物との位置を、少なくとも二方向から確認できるため、探触子の位置を容易かつ確実に被検物の位置に合わせることができる。その結果、被検物に対応する信号を、再現性よく得ることができる。

特に、本実施の形態においては、図8Cに示すように、第2の配列振動子2において斜め走査を行なっている。第2の配列振動子2を斜め走査ではなく、通常のリニア走査（配列振動子の送受信面に対して略垂直に進行する超音波を送受信するような走査）とする場合、第2の配列振

動子で被検物の断層像を得ようとする、第2の配列振動子の直下に被  
検物が存在する必要がある。よって、この場合、第1の配列振動子と第  
2の配列振動子とを交差させる必要があるが、交差部分の振動子の形状  
が問題になる。例えば、交差部分でお互いの振動子の幅を狭くしたりす  
5     ると、その部分での感度低下がおきるおそれがある。

これに対して、第2の配列振動子2で斜め走査を行なうと、第2の配  
列振動子2の直下に被検物が位置していなくても、第2の配列振動子2  
により被検物の断層像を得ることができる。よって、第1の配列振動子  
1と第2の配列振動子2とを交差させることなく、例えばT字型に配置  
10     することができるため、上記のような感度低下を抑制することができる。

なお、上記説明においては、第2の配列振動子2において斜め走査を  
行なう場合を例示したが、図10に示すように、第2の配列振動子2に  
おいてセクタ走査を行なってもよい。上記と同様に、このような形態に  
よっても、第2の配列振動子の直下に被検物が位置していない状態でも、  
15     第2の配列振動子により被検物の断層像を得ることができたため、第1の  
配列振動子1と第2の配列振動子とを交差させることなく配置すること  
ができる。

#### <第5の実施の形態>

次に、本発明の第5の実施の形態に係る超音波診断装置の一例につい  
20     て説明する。この超音波診断装置は、第4の実施の形態と同様に、探触  
子、送受信部、画像作成部及び画像表示部を備えている。

図11は、本実施の形態における探触子の構成の一例を示す模式図で  
ある。また、図12は、超音波診断装置の使用時における探触子を示す  
模式図であり、図11のIV-IV'断面図に相当する。

25     この探触子は、第1の配列振動子1及び第2の配列振動子2を備えて  
いる。第1の配列振動子1は複数の振動子1a～1nを含み、第2の配

列振動子 2 は複数の振動子 2 a ～ 2 f を含む。これらの配列振動子は、第 4 の実施の形態と同様に、振動子の配列方向が互いに交差するように配置されている。

5 本実施の形態では、第 1 の配列振動子 1 の送受信面に対して、第 2 の配列振動子 2 の送受信面が傾斜している。換言すれば、第 2 の配列振動子 2 は、超音波診断装置の使用時、図 1 2 に示すように、超音波の送受信面が生体 3 表面に対して傾斜するように、配置される。

このような配置は、図示のように、第 2 の配列振動子 2 を台座 9 上に載置することにより実現することができる。この台座 9 としては、例えば、容器内に媒体を充填したものを使用することができる。この場合、容器は、生体 3 表面に密着できるよう、柔軟性を有し、生体 3 表面の形状に応じて自在に変形可能であることが好ましい。容器及び媒体を構成する材料は、超音波の伝達を妨げないものであれば、特に限定するものではない。例えば、容器としてはシリコンゴム、ウレタンゴムなどを使用することができ、媒体としては水、含水性ゼラチンなどを使用することができる。

なお、上記超音波診断装置の動作については、第 4 の実施の形態と同様である。ただし、本実施の形態では、図 1 2 に示すように、第 2 の配列振動子 2 においてリニア走査を行なう。

20 上記超音波診断装置によっても、第 4 の実施の形態と同様に、探触子と被検物との位置を、少なくとも二方向から確認できるため、探触子の位置を容易かつ確実に被検物の位置に合わせることができる。その結果、被検物に対応する信号を、再現性よく得ることができる。

また、前述したように、本実施の形態では、第 2 の配列振動子 2 においてリニア走査を行なう。第 2 の配列振動子 2 は、その送受信面が生体 3 表面に対して傾斜するように配置されている。そのため、この第 2 の

配列振動子でリニア走査を行なった場合、生体 3 表面に対して斜めに進行する超音波が送受信されることとなる。よって、第 4 の実施の形態で説明したような、第 2 の配列振動子で斜め走査を行なった場合と同様の効果を得ることができる。

5      <第 6 の実施の形態>

次に、本発明の第 6 の実施の形態に係る超音波診断装置の一例について説明する。この超音波診断装置は、第 4 の実施の形態と同様に、探触子、送受信部、画像作成部及び画像表示部を備えている。

図 1 3 は、本実施の形態における探触子の構成の一例を示す模式図である。また、図 1 4 は、超音波診断装置の使用時における探触子を示す模式図であり、図 1 3 の V - V' 断面図に相当する。なお、図 1 4 の斜線部は、第 1 の配列振動子 1 の第 2 の配列振動子 2 から離れた部分（図 1 3 の振動子 1 a 又は 1 n に相当する部分）の投影を示す。

この探触子は、第 1 の配列振動子 1 及び第 2 の配列振動子 2 を備えている。第 1 の配列振動子 1 は複数の振動子 1 a ~ 1 n を含み、第 2 の配列振動子 2 は複数の振動子 2 a ~ 2 f を含む。これらの配列振動子は、第 4 の実施の形態と同様に、振動子の配列方向が互いに交差するように配置されている。例えば、本実施の形態においては、図示のように、第 1 の配列振動子 1 と第 2 の配列振動子 2 とが T 字型を構成するように配置されている。

本実施の形態においては、図 1 3 に示すように、第 1 の配列振動子 1 の幅が、第 2 の配列振動子 2 に近接する部分で小さくなるように調整されている。ここで、「配列振動子の幅」は、2 つの配列振動子がつくる平面に平行で、配列方向に直交する方向における寸法を意味する。この第 2 の配列振動子に近接する部分での幅の減少は、図示のように、第 1 の配列振動子 1 の第 2 の配列振動子 2 側の端面を、第 1 の配列振動子 1 の

幅の中心線側に窪ませることにより、実現されていることが好ましい。  
この場合、第1の配列振動子1の端面は、第2の配列振動子2に近接する部分において、例えば、1 a 部分の幅の70%程度まで、好ましくは75%程度まで窪ませることができる。また、超音波画質の劣化を防止  
5 するため、第1の配列振動子1の幅は、例えば中心周波数7MHzの探触子においては、最小となる部分でも4mm以上であることが好ましい。

なお、上記超音波診断装置の動作については、第4の実施の形態と同様であり、第2の配列振動子2における超音波の走査は、斜め走査又はセクタ走査により実施される。

10 上記超音波診断装置によっても、第4の実施の形態と同様に、探触子と被検物との位置を、少なくとも二方向から確認できるため、探触子の位置を容易かつ確実に被検物の位置に合わせることができる。その結果、被検物に対応する信号を再現性よく得ることができる。

また、前述したように、本実施の形態では、第1の配列振動子の幅が、  
15 第2の配列振動子に近接する部分で小さくなっている。そのため、図14に示すように、第4の実施の形態に比べて、第2の配列振動子2の位置が被検物に近い位置となる。よって、第2の配列振動子を斜め走査する場合、生体3表面に対する超音波の進行方向の角度を大きく（生体3表面に対して垂直な方向に近く）することができ、その結果、得られる  
20 断層像の画質を向上させることができる。また、第2の配列振動子でセクタ走査を行なう場合でも、超音波ビームの偏向が少ない範囲で被検物を走査することができるため、良好な画質を得ることができる。

本発明は上記第1～第3の実施の形態より明らかなように、配列振動子を2つ以上備えた探触子を用い、初めに1つの探触子で血管の輪切り  
25 方向を揃え、次にこれに直交したもう1つの探触子を円弧状に操作することで、血管の長手方向と振動子の方向を揃えることが容易にでき、画

質の良好な画像を得ることができ、熟練を要せず血管のように直線状の臓器に位置合わせして観察することができ、高い精度の動き情報を得ることができる超音波診断装置を提供することができる。

- 5 本発明は、上記第4～第6の実施の形態から明らかなように、探触子が複数の配列振動子を備え、各配列振動子の受信信号に対応する複数の断層像を表示するため、探触子と被検物との位置を、異なる複数の方向から確認できる。そのため、本発明は、探触子の位置を、正確に、再現性よく、被検物の位置に合わせることができる超音波診断装置を提供することができる。

10

#### 産業上の利用可能性

本発明は、位置合わせが容易で、良好な画像を得ることができる超音波診断装置を提供するものであり、本発明は、診断や治療を行う医療に有用であり、また超音波診断装置を含む医療機器の開発、製造上も有用である。

15

## 請 求 の 範 囲

1. 任意の角度で接合された複数の配列振動子と、前記複数の配列振動子の各々からそれぞれ得られる映像を表示する手段とを備え、  
5 前記配列振動子は複数の振動子を並列状態に並べて構成されている超音波診断装置。

2. 前記複数の配列振動子の配列方向が直交するように配置されている請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

3. 前記複数の配列振動子は、2つの配列振動子がT字型に配置されている請求項 1 に記載の超音波診断装置。

4. 前記複数の配列振動子は、2つの配列振動子が十字型に配置されている請求項 1 に記載の超音波診断装置。  
15

5. 前記複数の配列振動子は、3つの配列振動子がH字型に配置されている請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20 6. 生体内に超音波を送信し、前記生体内の被検物からの反射波を受信する探触子と、前記探触子が受信した信号に基づいて前記被検物の断層像を作成する画像作成部と、前記断層像を表示する画像表示部とを備え、

前記探触子が、振動子の配列方向が互いに交差するように配置された  
25 第 1 の配列振動子及び第 2 の配列振動子を有し、  
前記画像作成部及び前記画像表示部が、前記第 1 の配列振動子が受信

した信号に対応する第 1 の断層像と、前記第 2 の配列振動子が受信した信号に対応する第 2 の断層像とを作成し、表示することを特徴とする超音波診断装置。

5        7.            前記画像表示部が、被検物の断層像と共に、前記第 1 の配列振動子及び前記第 2 の配列振動子の位置を示すガイドラインを表示する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

8.            前記第 1 の配列振動子と前記第 2 の配列振動子とが重な  
10    り合わないよう配置されている請求項 6 に記載の超音波診断装置。

9.            前記第 1 の配列振動子においてリニア走査を行なう請求項 8 に記載の超音波診断装置。

15    10.           前記第 2 の配列振動子が、生体表面に対して斜めに進行する超音波を送受信する請求項 9 に記載の超音波診断装置。

11.           前記第 2 の配列振動子においてセクタ走査を行なう請求項 9 に記載の超音波診断装置。

20

12.           前記第 1 の配列振動子の幅が、前記第 2 の配列振動子に近接する部分で小さくなるよう調整されている請求項 8 に記載の超音波診断装置。

25    13.           被検物が、血管内に存在する粥腫である請求項 6 に記載の超音波診断装置。



FIG. 1A

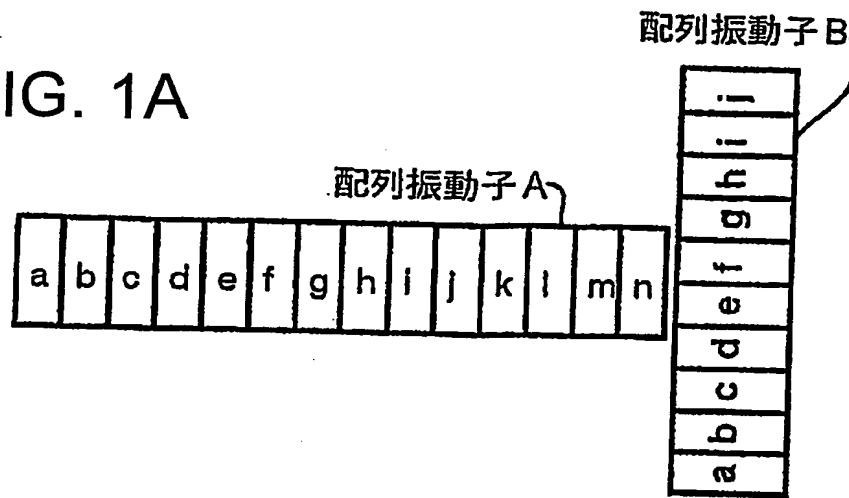


FIG. 1B

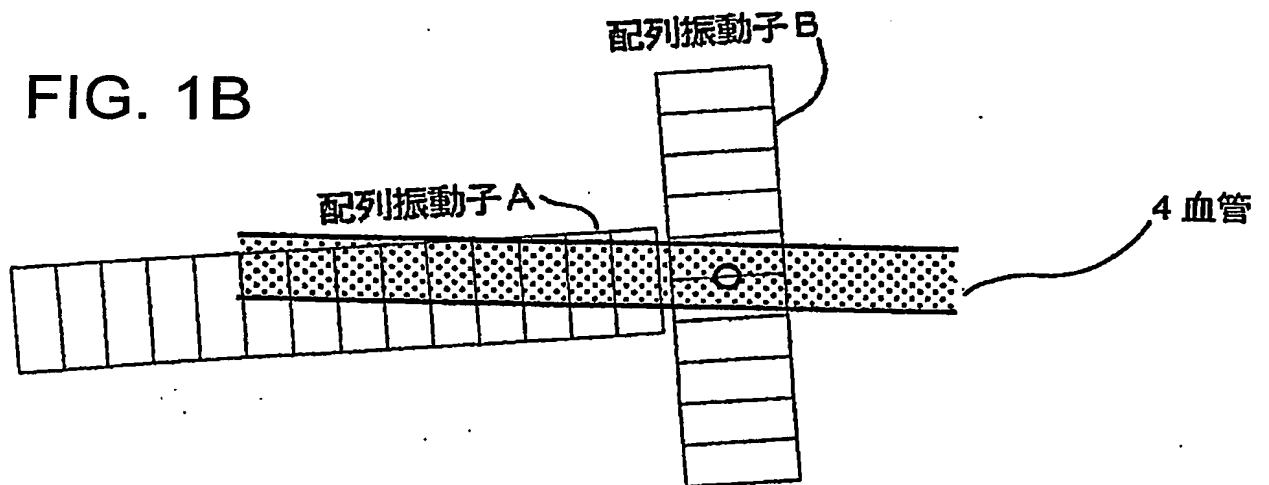


FIG. 1C

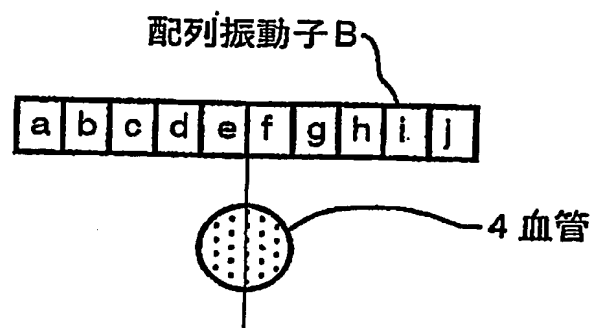


FIG. 1D

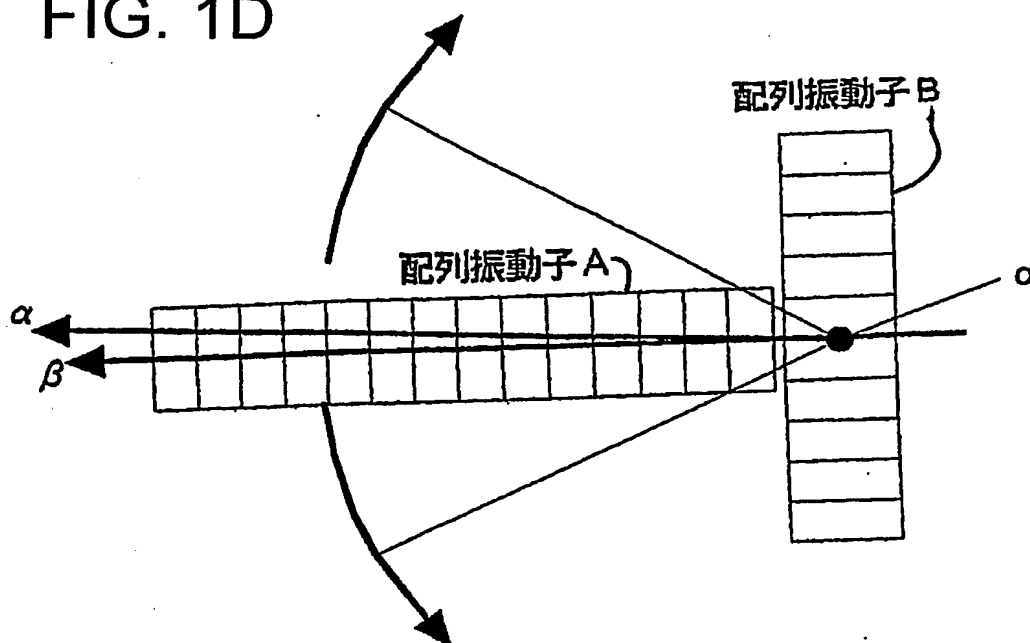
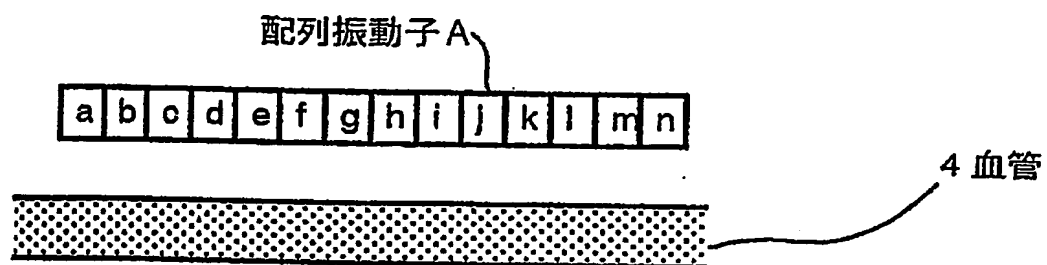
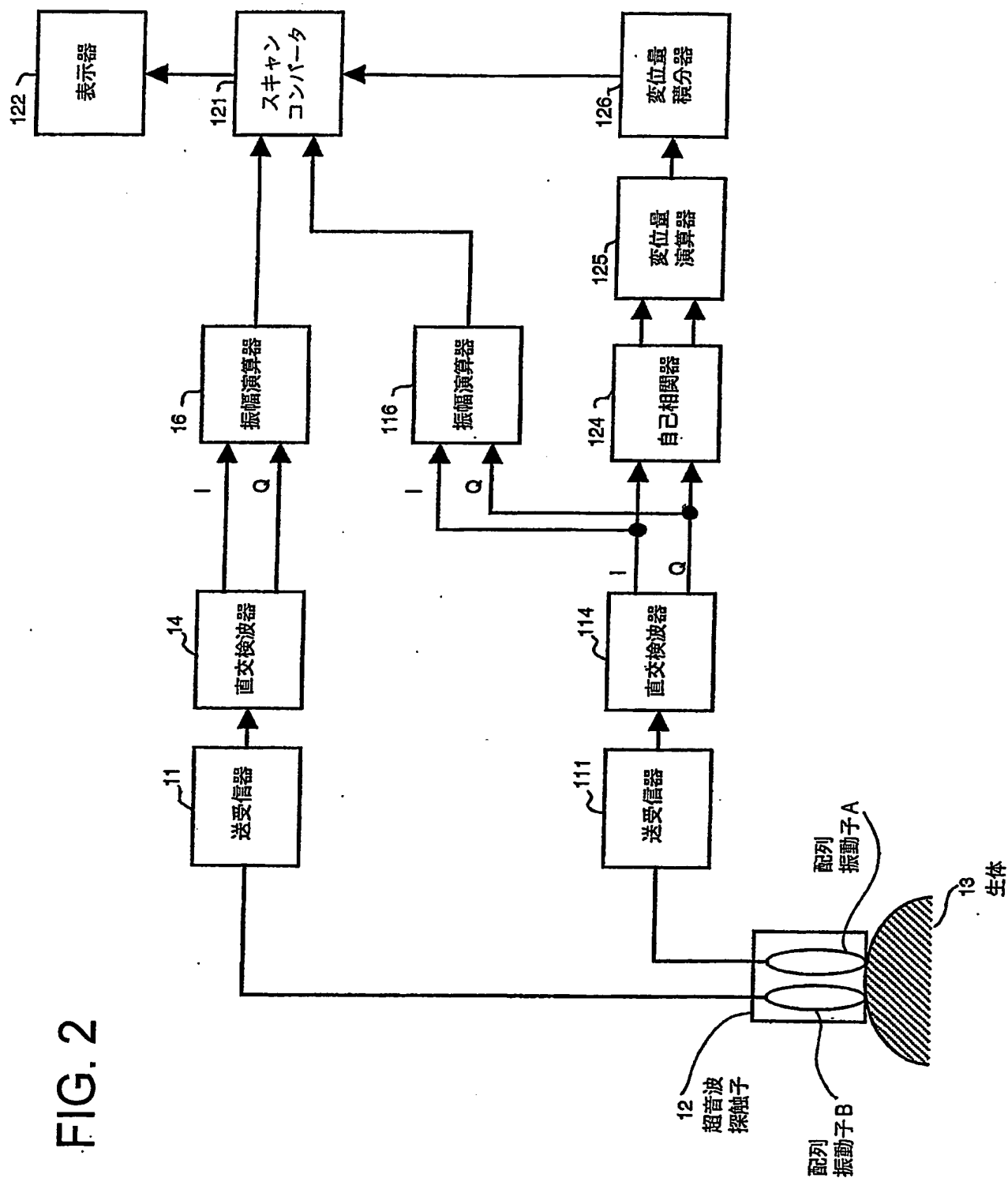
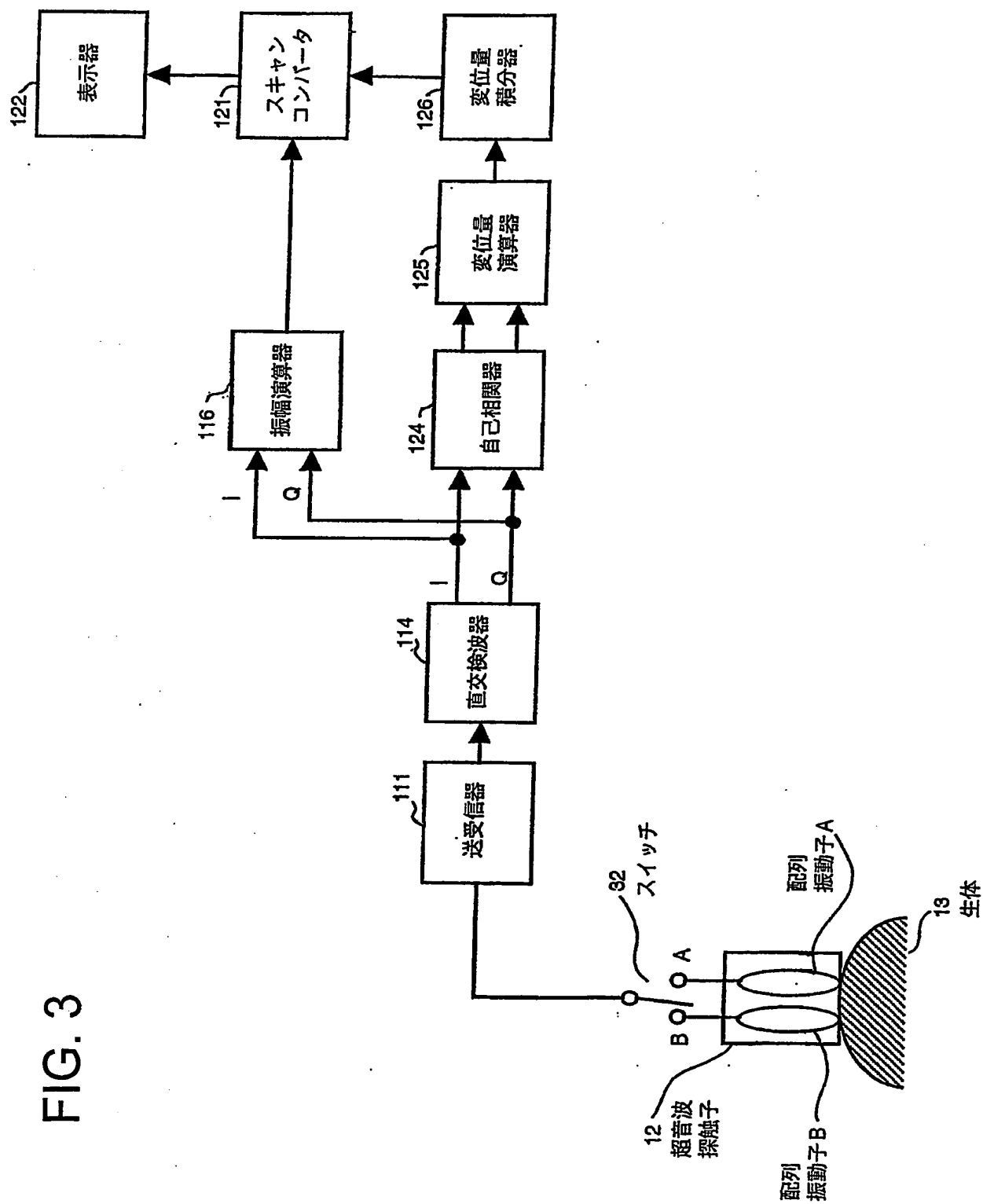


FIG. 1E







5/16

FIG. 4A

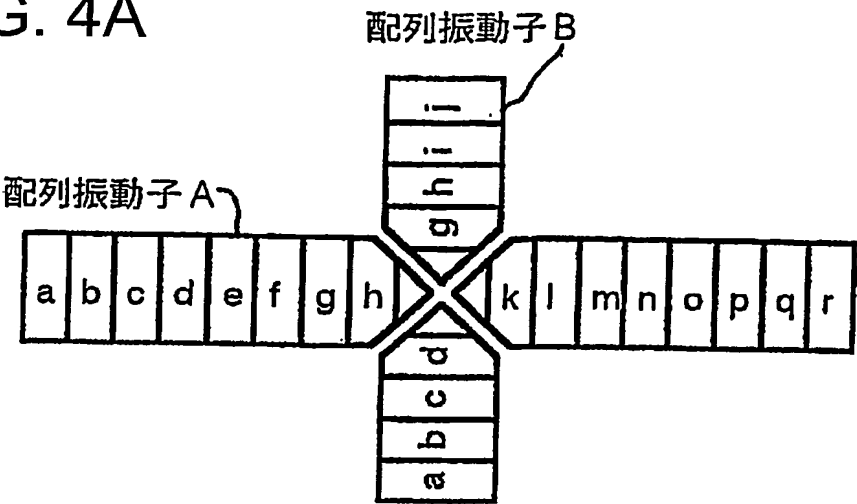


FIG. 4B

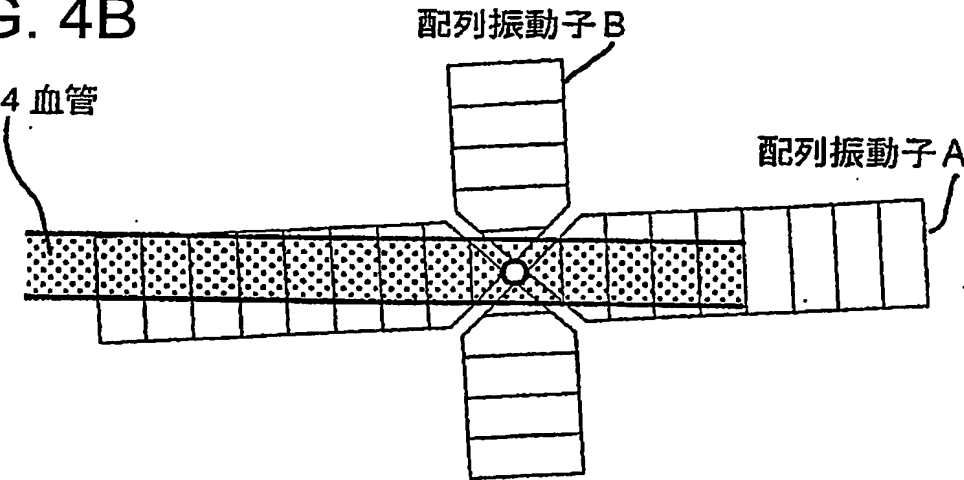


FIG. 4C

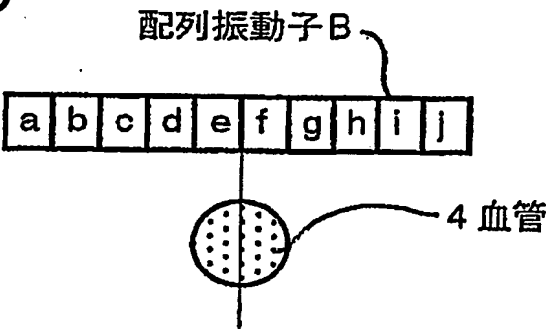


FIG. 4D

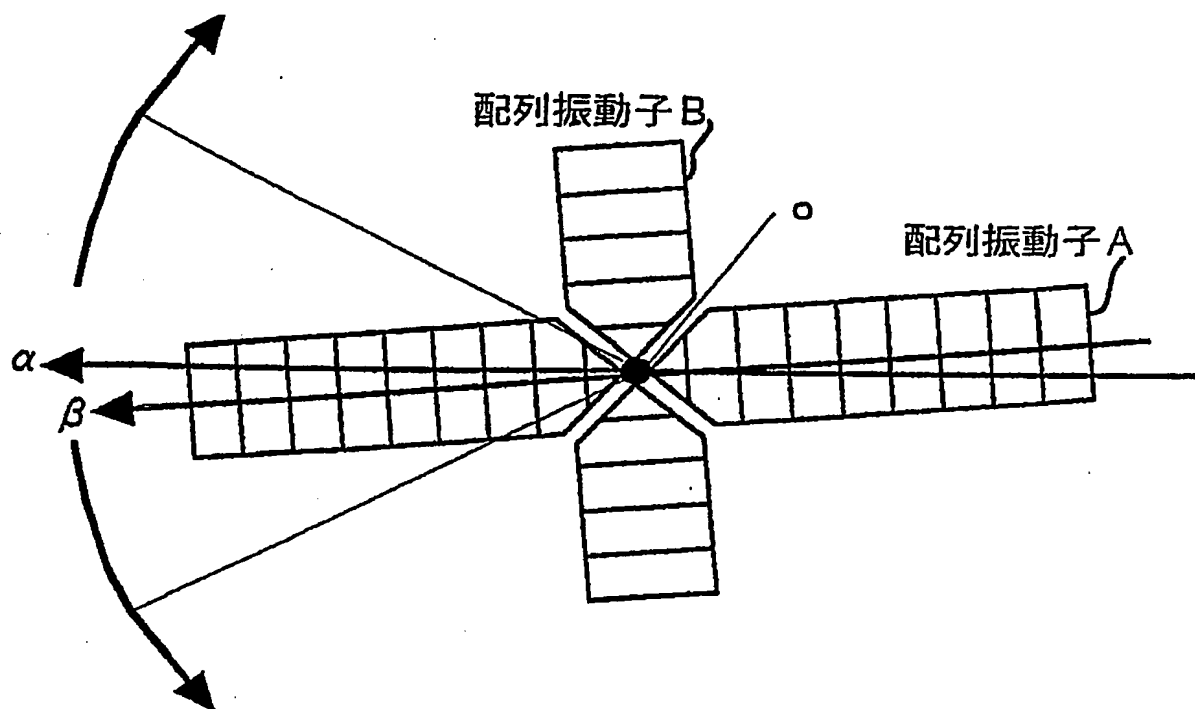
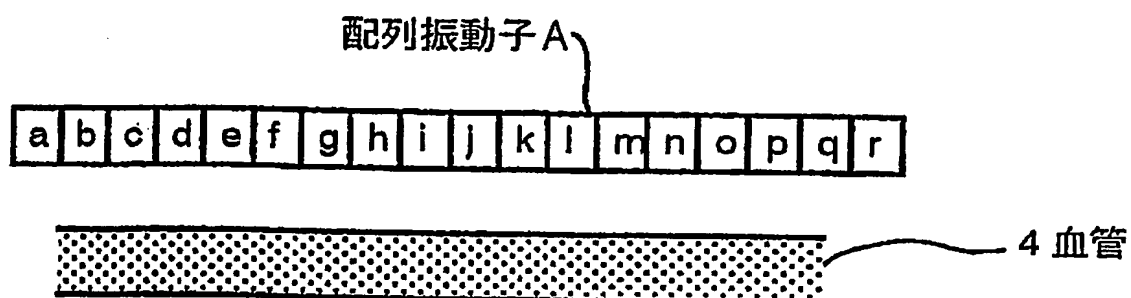


FIG. 4E



7/16

FIG. 5A

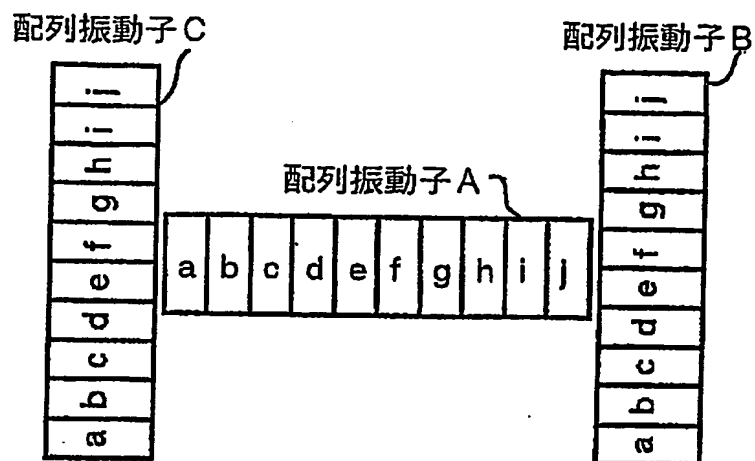


FIG. 5B

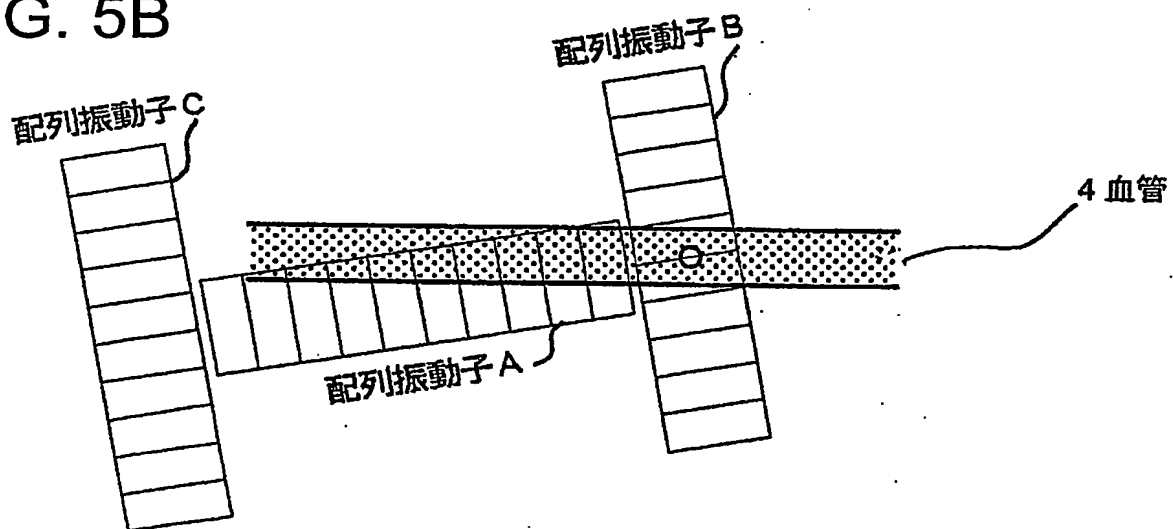
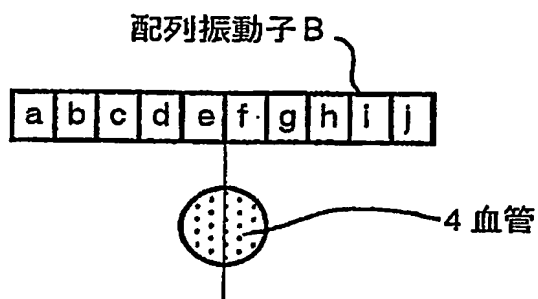


FIG. 5C



8/16

FIG. 5D

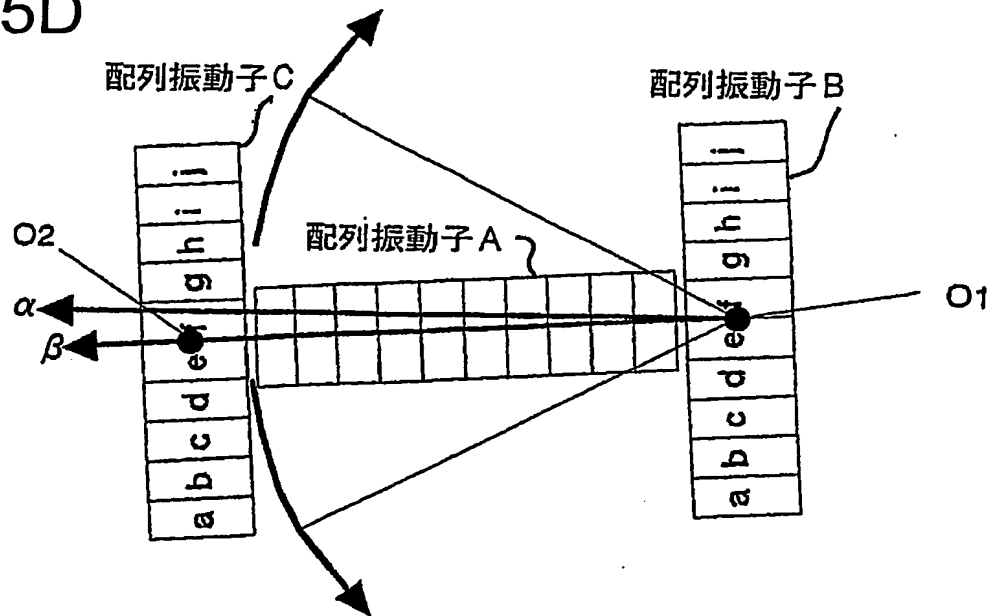


FIG. 5E

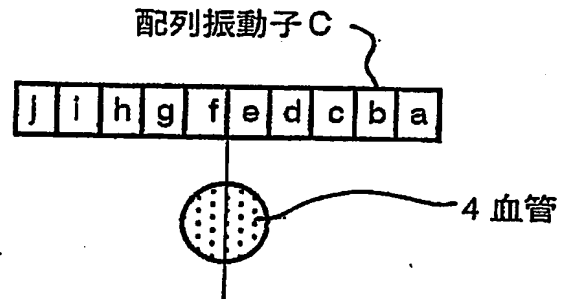


FIG. 5F

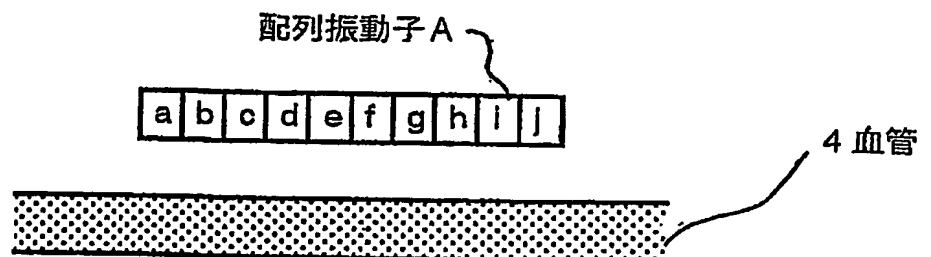




FIG. 6

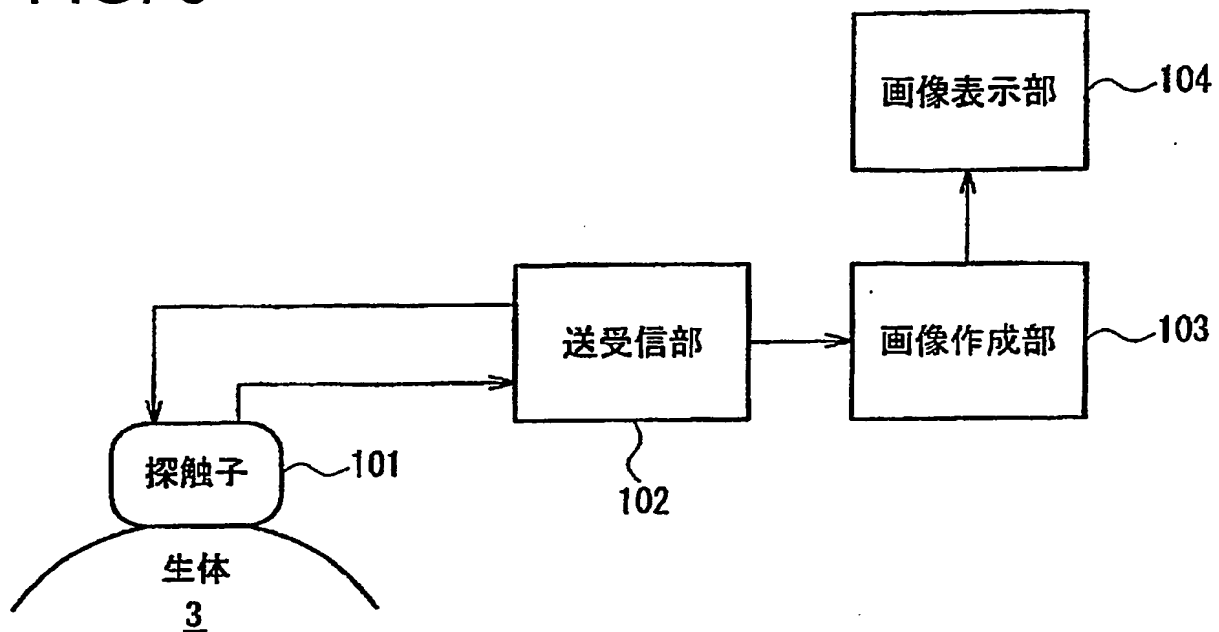
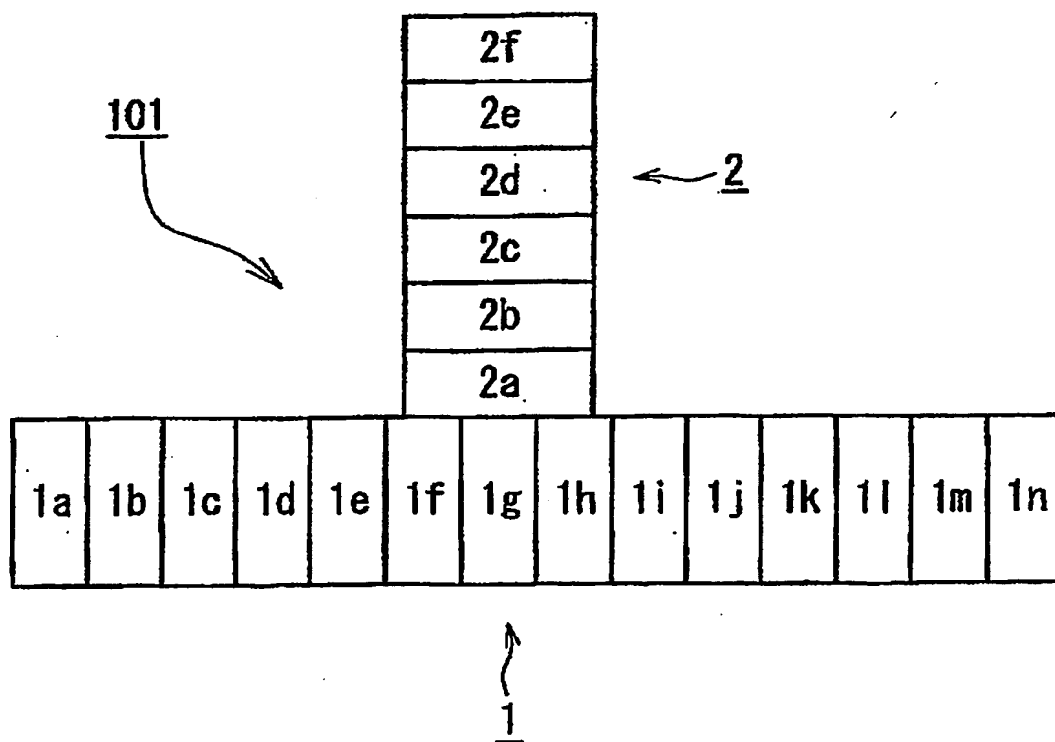


FIG. 7



10/16

FIG. 8A

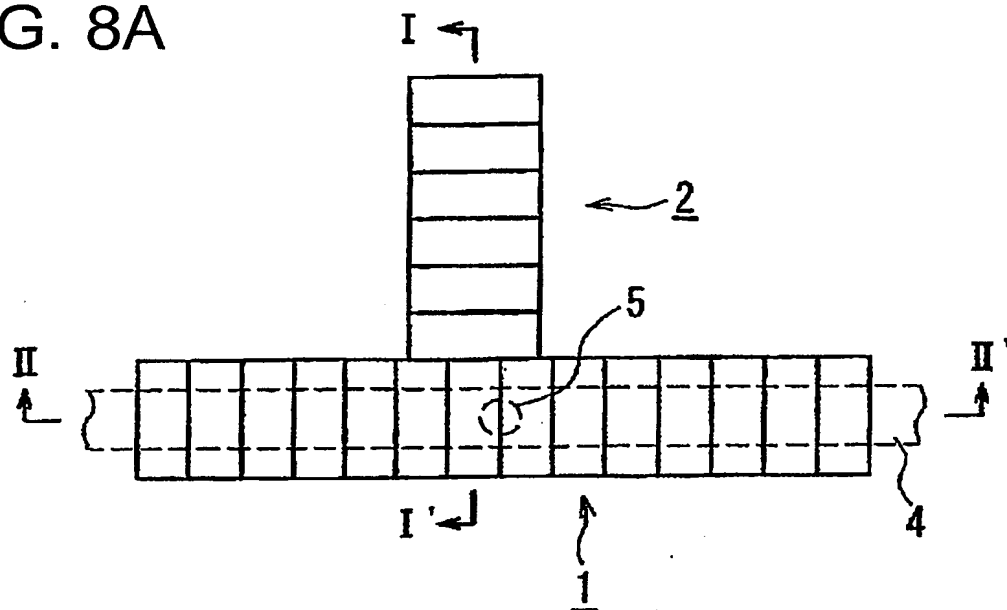


FIG. 8B

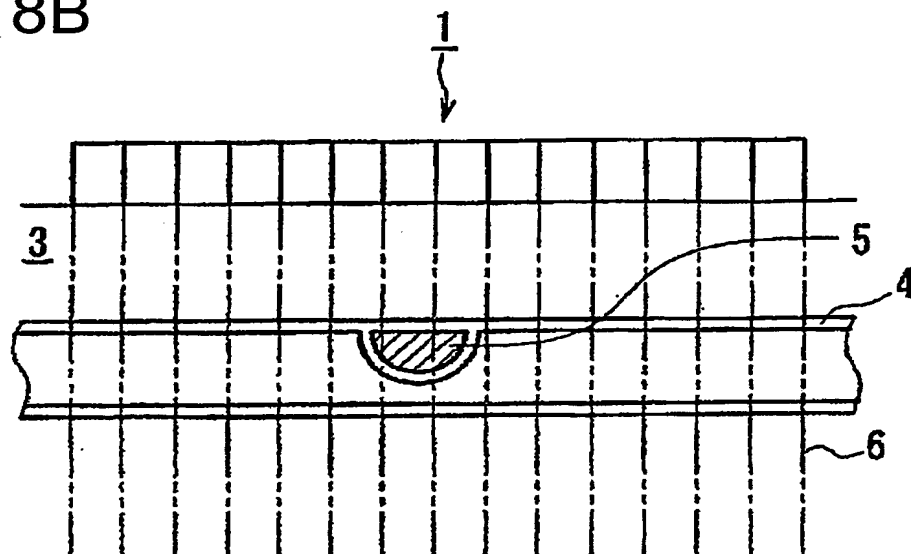
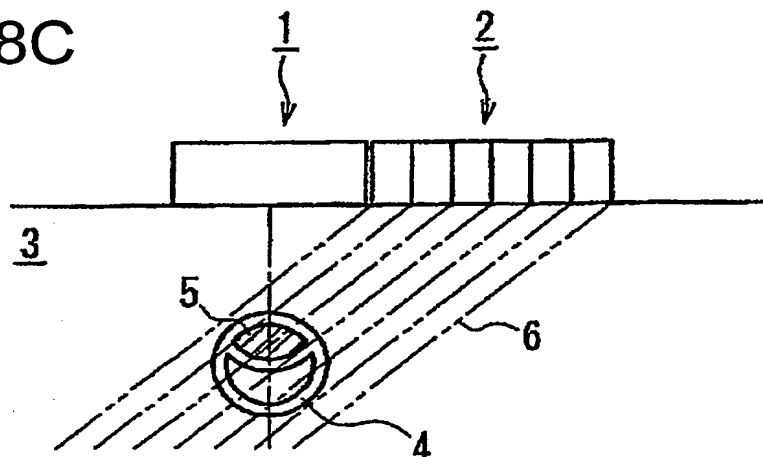


FIG. 8C



11/16

FIG. 9

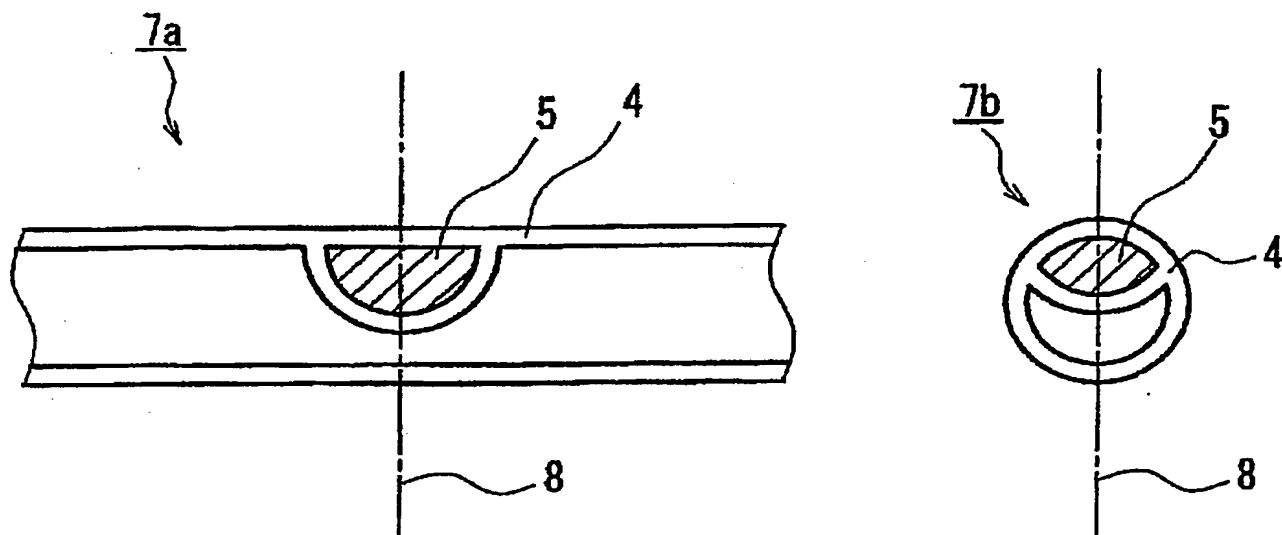
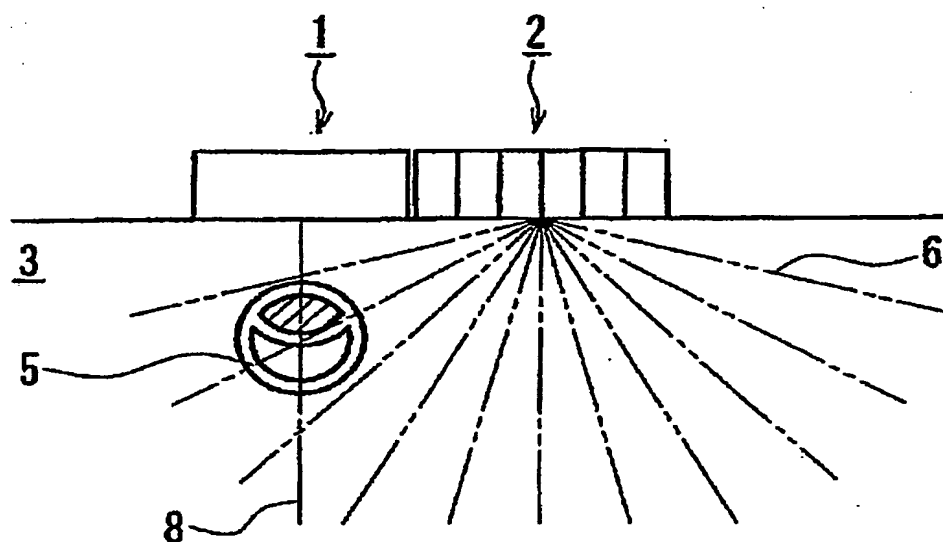


FIG. 10



12/16

FIG. 11

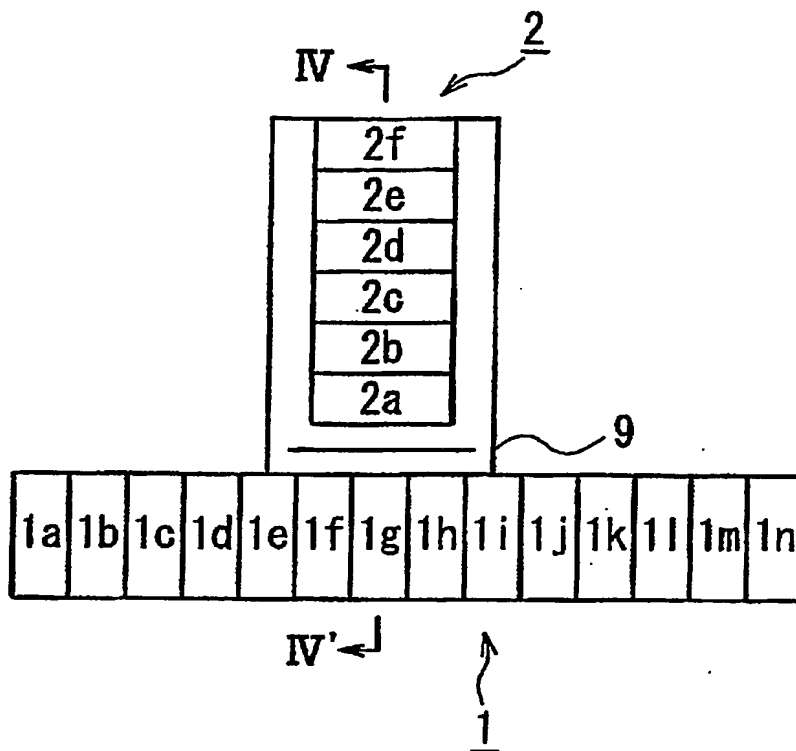


FIG. 12

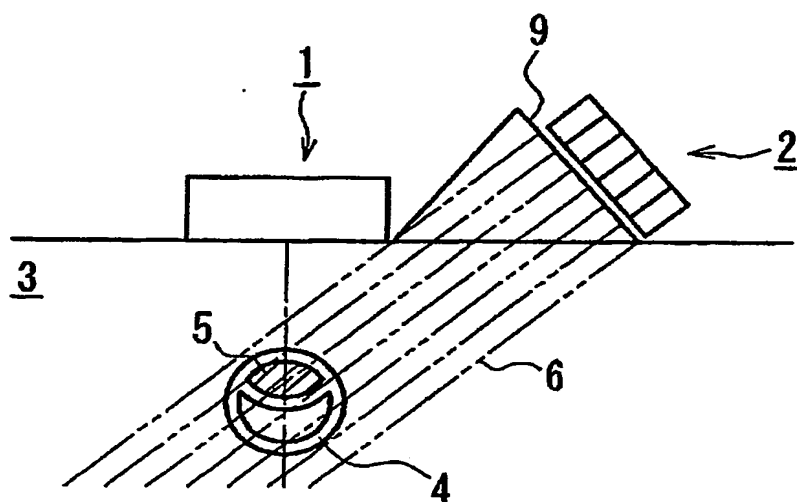


FIG. 13

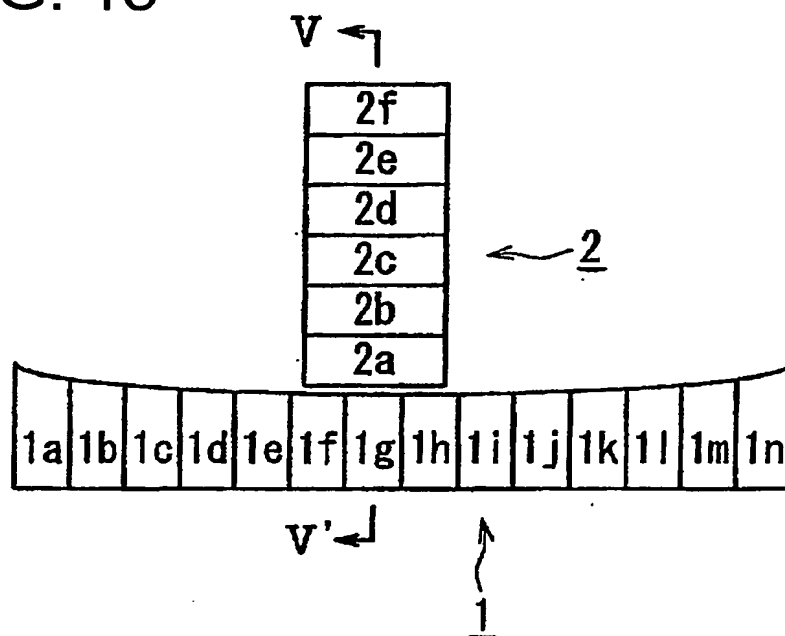
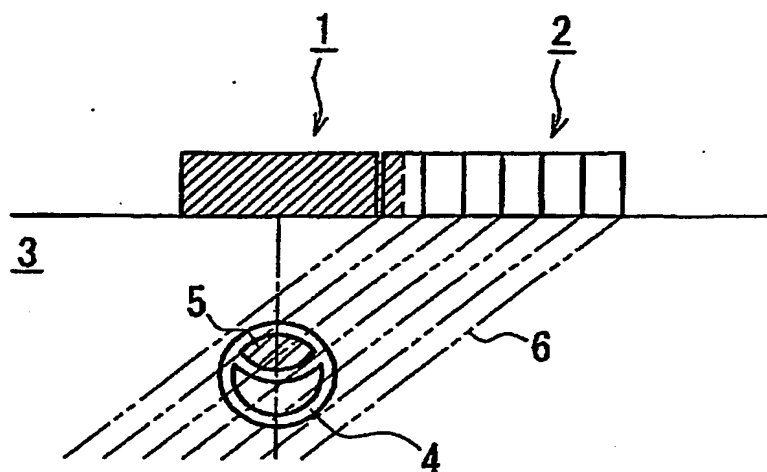


FIG. 14



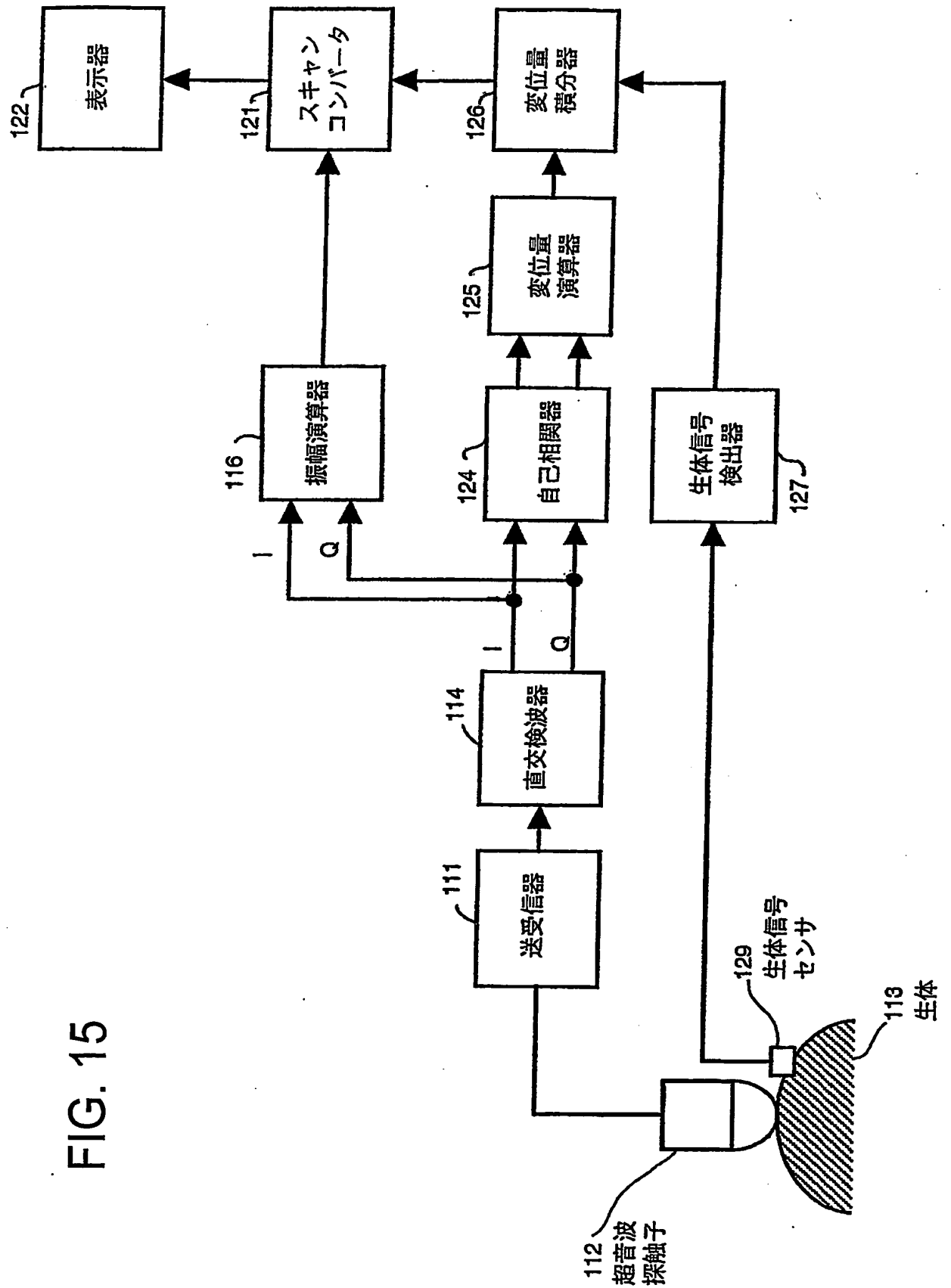


FIG. 16

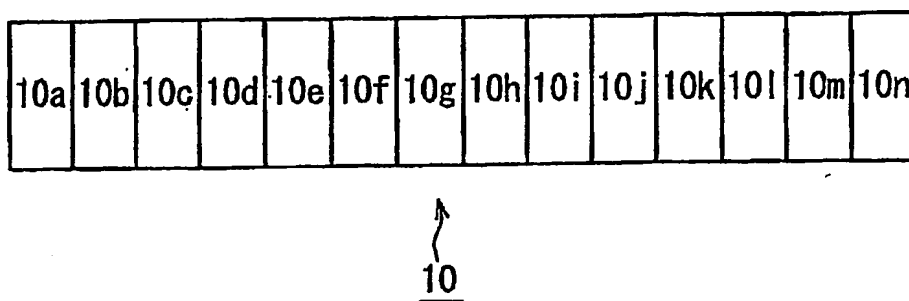


FIG. 17A

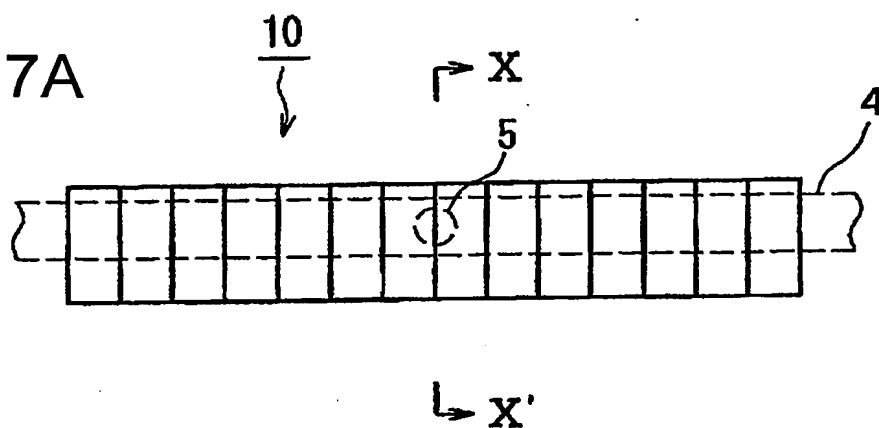


FIG. 17B

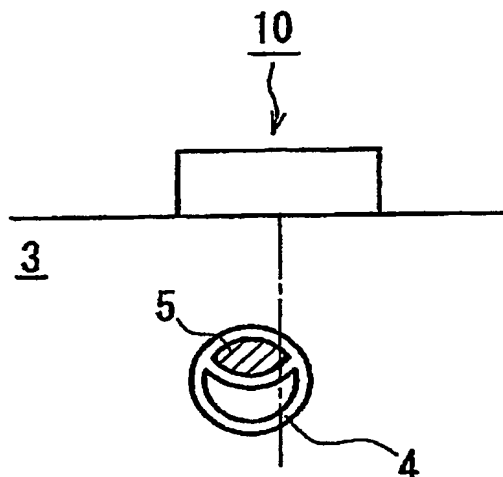
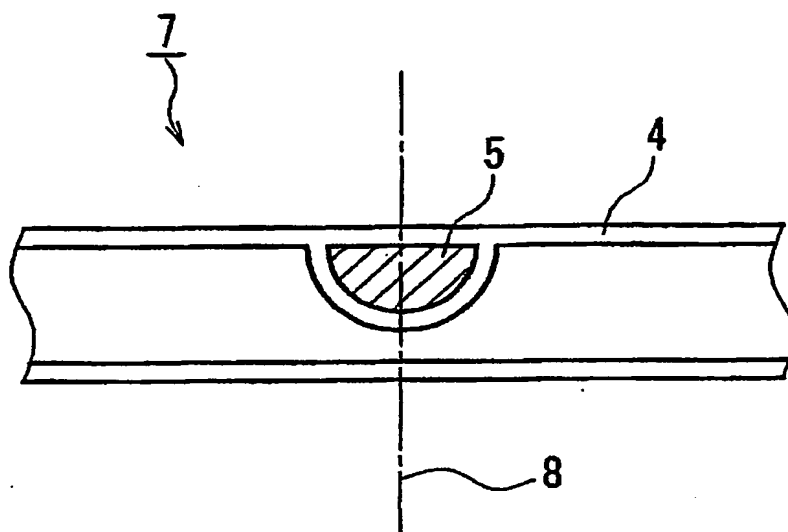


FIG. 18





# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/12896

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl<sup>7</sup> A61B8/14

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl<sup>7</sup> A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 10-192278 A (Philips Electronics N.V.), 28 July, 1998 (28.07.98), Full text; all drawings & US 5891039 A & EP 873716 A	1-13
X	JP 7-222744 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 22 August, 1995 (22.08.95), Full text; all drawings (Family: none)	1-13
X	JP 5-140 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 08 January, 1993 (08.01.93), Full text; all drawings (Family: none)	1-13

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search  
30 October, 2003 (30.10.03)

Date of mailing of the international search report  
18 November, 2003 (18.11.03)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No

Telephone No

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/12896

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 3-182238 A (Toshiba Corp.), 08 August, 1991 (08.08.91), Full text; all drawings (Family: none)	1-13
X	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 136296/1989 (Laid-open No. 75706/1991) (Aloka Co., Ltd.), 30 July, 1991 (30.07.91), Full text; all drawings (Family: none)	1-13
X	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 101570/1989 (Laid-open No. 41410/1991) (Shimadzu Corp.), 19 April, 1991 (19.04.91), Full text; all drawings (Family: none)	1-13
X	JP 62-227327 A (Toshiba Corp.), 06 October, 1987 (06.10.87), Full text; all drawings (Family: none)	1-13

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B 8/14

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B 8/00-8/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P 10-192278 A (フィリップス エレクトロニクス ネムローゼ フェンノートシャップ) 1998. 07. 28, 全文, 全図 &US 5891039 A &EP 873716 A	1-13
X	J P 7-222744 A (松下電器産業株式会社) 1995. 08. 22, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-13
X	J P 5-140 A (松下電器産業株式会社) 1993. 01. 08, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-13

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

30. 10. 03

国際調査報告の発送日

18.11.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)  
郵便番号100-8915  
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)  
神谷 直慈



2W 9310

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P 3-182238 A (株式会社東芝) 1991. 08. 08, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-13
X	日本国実用新案登録出願1-136296号 (日本国実用新案登録 出願公開3-75706号) の願書に添付した明細書及び図面の内 容を撮影したマイクロフィルム (アロカ株式会社) 1991. 07. 30, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-13
X	日本国実用新案登録出願1-101570号 (日本国実用新案登録 出願公開3-41410号) の願書に添付した明細書及び図面の内 容を撮影したマイクロフィルム (株式会社島津製作所) 1991. 04. 19, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-13
X	J P 62-227327 A (株式会社東芝) 1987. 10. 06, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-13